

Aus den medizinischen Einrichtungen der Universität Düsseldorf
Neurologische Klinik
Direktor: Prof. Dr. med. H.-J. Freund

Untersuchungen zur Ultraschall-Compound-Abbildung
des Hirns mit einem rechnerunterstützten
Sector-Scanner

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Volker Engelmann

1983

Aus den medizinischen Einrichtungen der Universität Düsseldorf
Neurologische Klinik
Direktor: Prof. Dr. med. H.-J. Freund

Untersuchungen zur Ultraschall-Compound-Abbildung
des Hirns mit einem rechnerunterstützten
Sector-Scanner

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Volker Engelmann

1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548402_0004

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG
2. VERSUCHSAUFBAU UND BEFUND
- 2.1. SYSTEMKONFIGURATION
- 2.2. KONFIGURATION
- 2.3. FELDQUELLEN
- 2.4. EINGABE- UND AUSGABE
- 2.5. VERBUNDENHEIT
- 2.6. VERBUNDENHEIT

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
gez. Prof. Dr. Brüster

Referent
gez. Prof. Dr. Freund
Korreferent
gez. Prof. Dr. Arndt

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG
2. VERSUCHSAUFBAU UND METHODE
 - 2.1. SYSTEMBESCHREIBUNG
 - 2.2. COMPOUNDTECHNIK
 - 2.3. BILDAUFNAHME
 - 2.4. EINZELBILDKORREKTUR
 - 2.5. BILDÜBERLAGERUNG
 - 2.6. MESSUNGEN ZUM KNOCHENFEHLER
3. VERSUCHSERGEBNISSE
 - 3.1. BESCHREIBUNG DER HIRNSONOGRAMME
 - 3.2. ERGEBNISSE DER MESSUNGEN AN DER ISOLIERTEN TEMPORALSCHUPPE
4. DISKUSSION DER ERGEBNISSE
5. ZUSAMMENFASSUNG
6. LITERATURVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

Auf dem Gebiet der Ultraschallidiagnostik intrakranieller Veränderungen hat sich bisher in der klinischen Routine vor allem der A-Scan, die "klassische" Echoenzephalographie durchgesetzt. Mit dieser Methode sind raumfordernde Prozesse im Schädel indirekt, nämlich durch Messen der Lage des Mittelechos zu diagnostizieren. Die pathologische Veränderung selbst kommt dagegen bei Anwendung dieses Untersuchungsverfahrens im allgemeinen nicht zur Darstellung.

Das B-Scan-Verfahren, im Gegensatz zum A-Scan zweidimensional, ist in anderen medizinischen Disziplinen lange etabliert. Auf neurologischem Fachgebiet hat es noch nicht die Perfektion erreicht, die für einen routinemäßigen Einsatz in der Diagnostik notwendig wäre. Für diese unbefriedigende Situation ist vor allem der störende Einfluß des Schädelknochens verantwortlich, der unerwünschte Effekte wie z.B. eine hohe Schallwellenabsorption, -reflexion und -streuung verursacht. Die aus der Literatur bekannten Versuche, eine Compound-Technik am Schädel durchzuführen (1,2), haben nicht zur Konstruktion eines praktischen Gerätes geführt.

An der hiesigen Klinik wurden bis zum jetzigen Zeitpunkt Compound-Untersuchungen am Patienten wegen des Knochens und auch wegen der dem Patienten aufgrund der noch nicht ausgereiften Technik unzumutbaren Untersuchungsdauer noch nicht in größerem Rahmen durchgeführt; stattdessen dienten zunächst menschliche Leichenhirne als Untersuchungsobjekt.

Bevor man den Knochen durch aufwendige Korrekturmaßnahmen in die Untersuchungen mit einbezieht, sollte besser bekannt sein, was die Abbildungstechnik unter idealen Bedingungen, d.h. am freien Hirn leistet. Mit einer photographischen Compound-Methode (3) konnte erst kürzlich demonstriert werden, daß Hirnstrukturen mit großer Genauigkeit sonographisch abbildbar sind.

Die hier eingesetzte Aufnahmetechnik schließt sich an die früheren Untersuchungen am Schädel mit dem "Electroscan" an (4), die an ausgesuchten Fällen beweisen, daß mit einem Sector-Scanner diagnostisch verwertbare Bildinformation aus dem Schädelinneren gewonnen werden kann.

Neu hinzu kommt hier die Kombination des Sector-Scanners mit einem Rechner. Von einem solchen System werden in Zukunft Fortschritte durch die Bildverarbeitung und die Korrektur der Knochenfehler erwartet. Es erlaubt vor allem auch die Durchführung der Compound-Methode.

Die Untersuchungen wurden mit einer bereits funktionsfähigen Gerätekonfiguration durchgeführt: Als Signalerzeuger diente ein Ultraschallgerät VARIAN Ultrasonograph V 3000. Mit dem Prozessrechner PDP 11/34 wurden die digitale Weiterverarbeitung der aufgenommenen Bilddaten durchgeführt. Das bedeutet in diesem Zusammenhang die Korrektur der aufgenommenen B-Bilder mit Hilfe in der Klinik entwickelter Programme und die Compound-Überlagerung der einzelnen Aufnahmen.

Die folgenden Punkte werden bearbeitet:

- die Ultraschallabbildung eines Normalhirns (Präparat in Formalin)
- Tests verschiedener Korrekturprogramme zur Verbesserung der Bildqualität
- die Herstellung von Compoundbildern unter Variation der Anzahl der Einzelbilder und der Aufnahmeposition
- die Ultraschallabbildung eines Hirntumors als Beispiel für die Darstellung pathologischer Veränderungen
- die Untersuchung des Einflusses des Schädelknochens durch Messungen an einer isolierten Knochenschuppe

Die Untersuchungen sind in Zusammenhang mit einem Forschungsvorhaben des Bundesministeriums für Forschung und Technologie (5) durchgeführt worden, in dem - in Zusammenarbeit mit der Firma CGR Koch&Sterzel in Essen (6) ein verbesserter Ultraschallscanner entwickelt werden soll.

2. VERSUCHSAUFBAU UND METHODE

- 2.1. SYSTEMBESCHREIBUNG
- 2.2. COMPOUNDTECHNIK
- 2.3. BILDAUFNAHME
- 2.4. EINZELBILDKORREKTUR
- 2.5. BILDÜBERLAGERUNG
- 2.6. MESSUNGEN ZUM KNOCHENFEHLER

2.1. SYSTEMBESCHREIBUNG

Die folgende Konfigurationsskizze zeigt die Elemente des rechnerunterstützten Sector-Scanners.

Als Signalerzeuger dient der Ultrasonograph V 3000. Dieses Gerät ist eigentlich für die kardiologische Diagnostik konzipiert worden. Wie schon erwähnt, konnte bereits gezeigt werden, daß sich Sector-Scanner für Untersuchungen am Schädel eignen. Durch das fächerförmige Gesichtsfeld wird trotz des relativ kleinen akustischen Fensters in Form der Temporalschuppe ein relativ großes Hirnareal abgebildet. Der Winkel des Fächers beträgt 80 Grad, die Tiefe 21cm. Er hat im Echtzeitmode 85, im Rechnermode 256 Linien. Der Schallkopf arbeitet mit einer Frequenz von 2,25 MHz.

Der Transientenrecorder (Biomation 10/10) nimmt das hochfrequente Bildsignal zeilenweise in Echtzeit auf und gibt es nach kurzer Zwischenspeicherung mit geringerer Geschwindigkeit an den Rechner weiter.

Eine PDP 11/34 mit Peripherie ermöglicht die Datenaufnahme, die Einzelbildkorrektur, die Entzerrung, d.h. die Verfücherung der Bilder, die Bildüberlagerung sowie die Übertragung der Ergebnisse auf Diskette.

An der Diagnosekonsole eines für diese Untersuchungen zur Verfügung stehenden Computertomographen (ND 8000, CGR) ist die visuelle Darstellung der auf den Disketten gespeicherten Daten möglich. Die Konsole wird für die Auswertung und Darstellung sowohl computertomographischer Befunde als auch der Ultraschallscans verwendet. Dies ist von Bedeutung im Hinblick auf die spätere klinische Situation, wenn möglicherweise in zeitlichem und räumlichem Zusammenhang beide Untersuchungsverfahren zur Anwendung kommen. Durch Ausnutzen der an der CT-Konsole möglichen Bildauswertung ist einerseits ein praktisches klinisches Vorgehen möglich, andererseits erübrigen sich zusätzliche Einrichtungen und Programme zur Beurteilung der Ultraschalldaten.

COMPUTERISIERTES
SECTOR-SCAN-SYSTEM
(langsame Version)

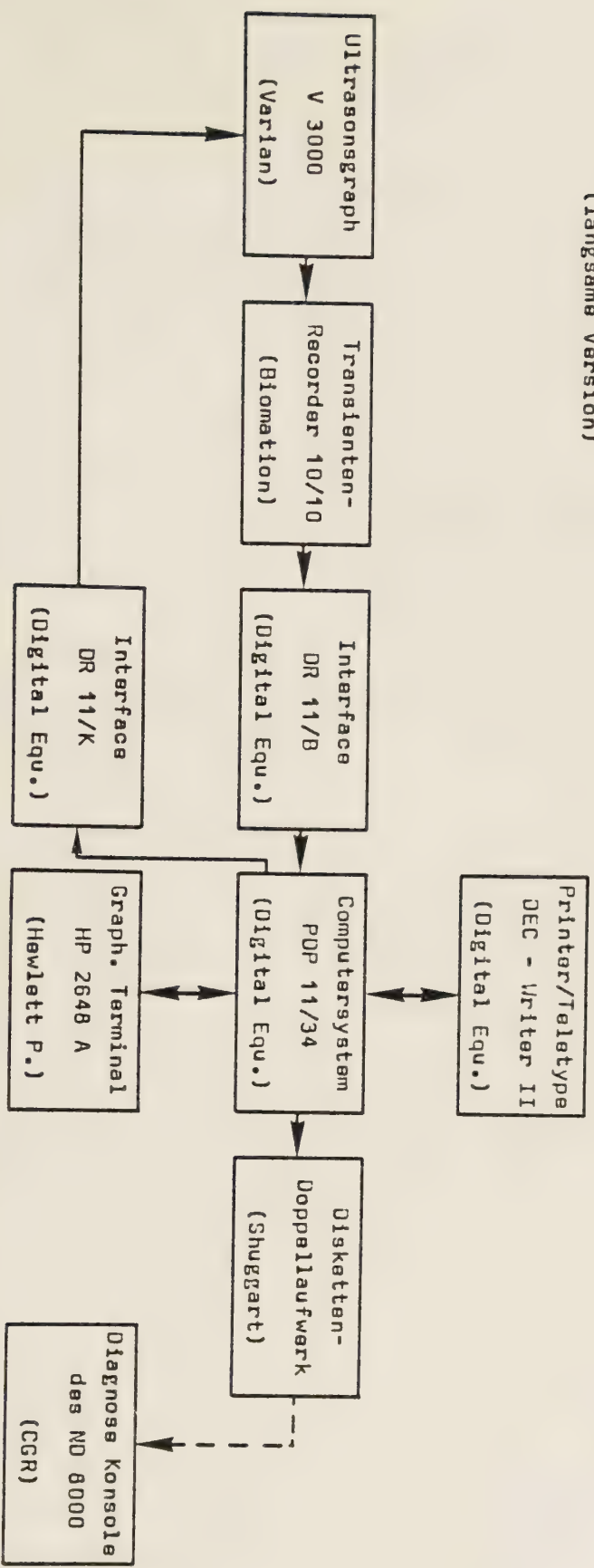


Abb. 2.1.

Zur Auswertung der Scans stehen an der CT-Diagnosekonsole verschiedene Bildmanipulationsmöglichkeiten zur Verfügung, von denen hier vor allem folgende verwendet worden sind:

LEVEL	Dynamische Veränderung der Fensterlage
WINDOW	Dynamische Veränderung der Fensterbreite
INVERSE CONTRAST	Schwarz-Weiß-Umkehr
INVERSE SIDE	Rechts-Links-Vertauschung
DISTANCE	Distanzmessung zwischen 2 Punkten, mit Ausgabe in Millimetern (im Röntgenbild)
GRILL	Überlagerung des Bildes mit einem Weiß-Raster
PROFILE	Überlagerung des Bildes mit dem Profil der differentiellen Absorptionswerte - bzw. beim Ultraschall der Schallamplitudenwerte - längs einer nach Lage und Länge wählbaren Strecke

Weitere Einzelheiten zum System können, soweit sie nicht in Ref.(5) erwähnt sind, aus dem Bericht der Essener Gruppe (6) entnommen werden.

2.2. COMPOUNDTECHNIK

Ein methodischer Gesichtspunkt dieser Arbeit ist die Compound Technik. Die schon erwähnte Leistungsfähigkeit dieser an sich alten Methode soll hier so weit wie unter den Bedingungen möglich genutzt werden.

Unter Compound-Technik verstehen wir die additive Überlagerung von B-Scans, die bei Beschallung aus verschiedenen Richtungen entstanden sind. Hierbei werden mehr spiegelnd reflektierende Strukturen erfasst. Schattenzonen werden aufgehellt und die Auflösung wird effektiv verbessert.

Durch Variation der Anzahl der Einzelbilder (Reduktions-scans) wird untersucht, bis zu welcher Grenze die Datenmenge reduziert werden kann, ohne den erwünschten Informationsgehalt zu unterschreiten.

Die Versuchsanordnung stellt ein Labormodell des später klinisch einzusetzenden Gerätes dar: Im Labor werden die Untersuchungen mit e i n e m Schallkopf durchgeführt; der

Schallkopf ist, von einer Translationsbewegung abgesehen, in seiner Position fixiert. Das Hirn wird in 90 Grad-Schritten gedreht, um eine Beschallung von allen vier Seiten aus zu ermöglichen. Bei später am Patienten durchzuführenden Untersuchungen dagegen soll der Schädel in seiner Position nicht verändert werden; die im Labor erforderliche Drehung des Hirns bzw. des Schädels entfällt, da mit zwei Schallköpfen, die parallel zur Oberfläche des Schädels verschiebbar sind, eine Beschallung durch die Temporalschuppen auf der rechten und linken Seite des Schädels möglich ist. Dadurch wird der Vorgang der Drehung durch eine beidseitige lineare Verschiebung ersetzt. Die Translationsbewegung ist am Patienten besser realisierbar und für den Rechner einfach kompensierbar.

Das Hirn befindet sich während der Untersuchungen in einem Wasserbad mit einem Zusatz von Glyzerin (Glyzerin und Wasser im Verhältnis 1 zu 8) zur Angleichung der Schallgeschwindigkeiten im Hirngewebe und in Wasser. Es ist an einer Aufhängevorrichtung fixiert und in 90 Grad-Schritten drehbar; die Drehung erfolgt mit Hilfe einer elektrisch steuerbaren Drehvorrichtung um eine vertikale Achse etwa durch die Hirnmitte. Da die Beschallung durch die relativ dünne Temporalschuppe am Patienten von der Aufnahmetechnik her am günstigsten ist, wurde eine Scanebene ausgesucht, die von diesen akustischen Fenstern aus relativ gut erreichbar ist. Sie entspricht in etwa der Orbito-Meatal-Ebene, die auch bei CT-Untersuchungen als Bezugsebene dient.

Im Versuch ist das Hirn so gelagert, daß diese Ebene horizontal liegt. Bei dieser Einstellung kommen die Seitenventrikel und die Inselregion zur Darstellung. Die genauere Justierung der Ebene erfolgte anhand eines photographischen Rotations-Compoundbildes, das mit der gleichen mechanischen Vorrichtung nach dem erwähnten Verfahren (3) hergestellt worden war.

Der Schallkopf ist in der Scanebene mit Hilfe einer manuell zu bedienenden Vorrichtung lateral über eine Strecke von ca. 5 cm verschiebbar. Die mittlere Position auf der Verschiebestrecke wird so gewählt, daß die mittlere Fächerlinie ungefähr auf die Drehachse zeigt.

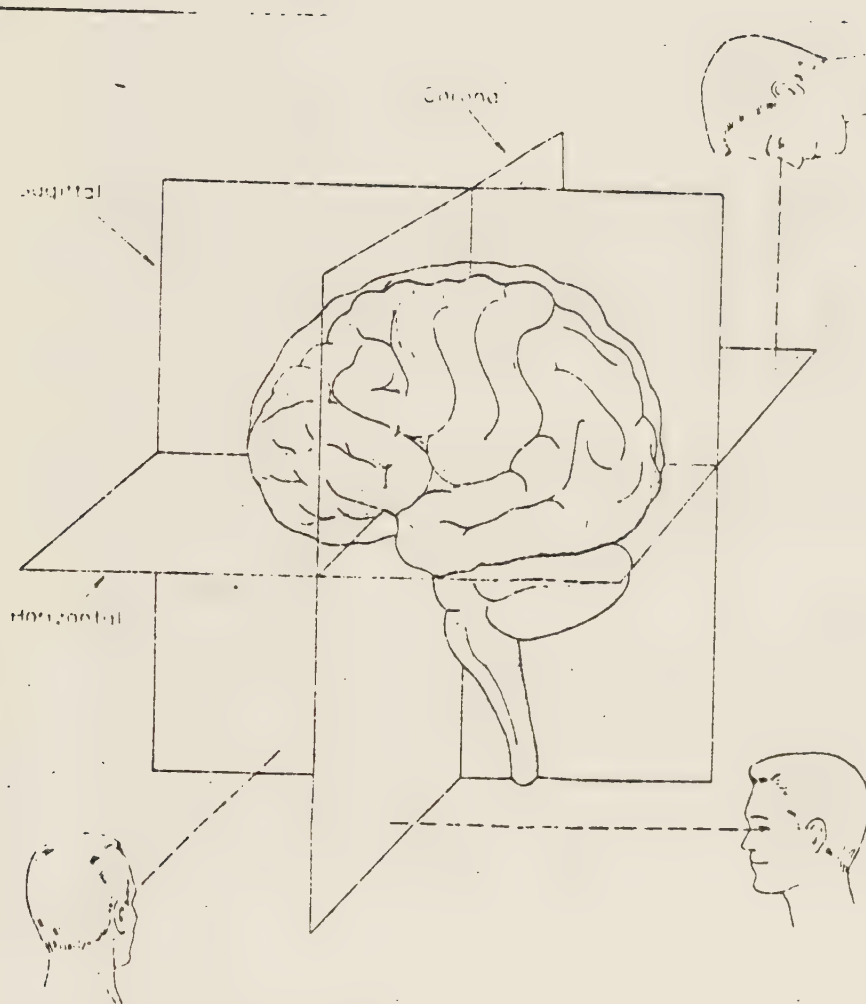


ABB.2.2 Die hier eingezeichnete Horizontalebene entspricht in etwa der Beschallungsebene

(aus: N.Birbaumer: Physiologische Psychologie; Springer-Verlag 1975; Seite 16)

2.3. BILDAUFNAHME

Vor Beginn der Bildaufnahme wird das Bild am Monitor des Ultrasonographen eingestellt. Folgende Einstellungsparameter können gewählt werden:

LINEARE/LOGARITHMISCHE DATENAUFNAHME

Es wird die logarithmische Einstellung gewählt, da hierbei die relativ häufigen schwachen Echos mitübertragen werden.

TRANSMIT LEVEL

Durch den Transmit Level wird die Sendeleistung des Schallkopfes bestimmt. Er soll nur dann erhöht werden, wenn durch Veränderung des Kontrastes, d.h. der Verstärkung, keine Erhöhung der Amplitude mehr erreicht werden kann. Eine zu hohe Sendeleistung wirkt sich beim V 3000 ungünstig auf die Signalform, d.h. auf die Auflösung aus.

BRIGHTNESS

Die Einstellung der Helligkeit des Monitorbildes hat keinen Einfluß auf das vom Rechner aufgenommene Bild. Sie wird so eingestellt, daß zur visuellen Beurteilung eine schwache Untergrundhelligkeit vorhanden ist.

TIEFENREGLER

Die Tiefenregler erlauben eine zeitabhängige Signalverstärkung. Sie werden nach optischem Eindruck eingestellt. In Schallkopfnähe werden die Tiefenregler relativ niedrig eingestellt; im mittleren Bildfeld ist eine höhere Einstellung vorteilhaft. Im Hinblick auf die spätere Bildüberlagerung wird für das Fernfeld wieder eine niedrige Einstellung gewählt, da es mit dem relativ echostarken und besser aufgelösten Nahfeld der Gegenseite überlagert wird.

Während der Datenübertragung wird mit Hilfe eines Oszillographen sowohl der Gleichwertuntergrund als auch die Signalamplitude kontrolliert.

Per Rechnerbefehl kann nun die vorprogrammierte Aufnahme der Rohdaten und die anschließende zeilenweise Aufzeichnung auf Magnet-Diskette erfolgen. Nach jedem Scan wird der Schallkopf um 2,5mm verschoben. Pro Hirnseite werden jeweils 18 Scans aufgenommen. Zur Beschallung der anderen Hirnseiten wird das Hirn jeweils um 90 Grad gedreht. Aus praktischen Gründen werden jeweils 6 Scans durch den Rechner weiterverarbeitet. Dieses Vorgehen bietet sich an, da auf jeder Seite einer

Diskette 7 Bildspuren zur Verfügung stehen und eine Spur zur Aufzeichnung von Zwischen- oder Endergebnissen frei bleiben kann.

Die sich an die Datenaufnahme anschließende Bildverarbeitung beinhaltet die Einzelbildkorrektur sowie die deckungsgleiche Bildüberlagerung.

2.4. EINZELBILDKORREKTUR

Vor der Compound-Überlagerung der Scans wird die Korrektur der Einzelbilder durchgeführt. Sie besteht im wesentlichen aus einer Schwerpunkt- oder Maximumbestimmung der einzelnen Echofiguren, mit dem Ziel, den lateralen Fehler zu reduzieren und dadurch eine möglichst genaue Lokalisation der reflektierenden und streuenden Strukturen zu erreichen.

Eine Eigenschaft des unkorrigierten Einzelbildes erleichtert die Bestimmung der Schwerpunkte bzw. der Maxima nach Lage und Intensität: Das Einzelbild besteht aus weitgehend getrennten, d.h. visuell unterscheidbaren Punktbildfiguren. Durch die überwiegend spiegelnde Reflexion wird nur ein Bruchteil der Grenzflächen des Objektes wiedergegeben und zwar nur die, die mit ihren Flächennormalen genau oder annähernd auf den Schallkopf ausgerichtet sind. Dadurch verarmt das Bild an Strukturen. Dieser im Einzelbild sich nachteilig auswirkende Effekt ist eine günstige Voraussetzung für die Schwerpunktbestimmung der einzelnen Echos, da der Grad der Überlappung und gegenseitigen Störung der Punktbildfiguren klein ist. Dies ist mit ein Grund dafür, daß hier nicht das Summenbild, sondern die jeweiligen Einzelkomponenten korrigiert werden.

Die Methode der Einzelbildkorrektur wäre allerdings ohne die anschließende Bildaddition unbefriedigend: Die ohnehin schon strukturverarmten Ausgangsbilder werden durch die Bildkorrektur noch mehr von Grauwerten befreit. Hierdurch wird die Interpretation der Bilder erschwert, auch wenn es sich bei den

entfernten Grauwerten hauptsächlich nur um nicht "echte", redundante Information handelt. Daher ist für die anschließende Compound-Überlagerung eine ausreichend große Zahl von Komponenten notwendig, um eine gute Sättigung des Compoundbildes mit "echten" Bildpunkten zu erhalten.

Es stehen Korrekturprogramme zur Verfügung, die bereits an einem Fadenobjekt optimiert worden sind. Das Verfahren arbeitet schrittweise. Die Punktbildreduktion besteht formal aus den auf die lateralen Bildzeilen angewandten Schritten Krümmungsbestimmung, Nullsetzung der negativen Werte und Glättung, die mehrere Male wiederholt werden. Anzahl der Zyklen und Parameter sind durch die Optimierung bereits festgelegt worden. Als letzter Schritt erfolgt immer eine Peak-Bestimmung. Die Krümmungsfunktion erhält man durch Ermittlung der negativen zweiten Ableitung an jeder Stelle der Zeilenfunktion. Einer der Krümmungsschritte wirkt zweidimensional, berücksichtigt also auch die beiden benachbarten Zeilen, d.h. er vermindert den axialen Fehler. Die Glättungsschritte bewirken eine Verminderung des Rauschens. Die Punktbildfiguren werden dadurch sukzessiv bis zu einem Punkt verkleinert.

Bei der Abspeicherung der Bildzeilen während der Aufnahme geht die fächerförmige Zeilenanordnung zunächst verloren. Die Punktbildreduktion wird mit diesen "entfächerten", also verzerrten Bildern durchgeführt. Die korrigierten Daten müssen per Rechner wieder "verfächert" werden, um das Bild in einer rechtwinklig aufgebauten Matrix verzerrungsfrei darstellen zu können. Nur in dieser Form können sie auch Überlagert werden.

Vor der Durchführung der Punktbildreduktion müssen die Daten linearisiert werden. Dies ist notwendig, weil sich bei logarithmischer Darstellung die Amplituden starker und schwacher Echos in ihrer Form unterscheiden. Die Reduktionsmethode arbeitet gleichmäßiger, wenn die Kurvenform erhalten bleibt. Das korrigierte Einzelbild wird per Rechner relogarithmiert.

Bezüglich weiterer Einzelheiten zu den Korrekturschritten wie Reihenfolge und Wahl der Parameter sowie der mathematischen Formulierung wird auf die diesbezüglichen Untersuchungen verwiesen, die hier zugrunde liegen (5).

2.5. BILDÜBERLAGERUNG

Wegen der Veränderung der Schallkopfposition nach jedem Scan ist zur deckungsgleichen Überlagerung eine entsprechende Bildlagekorrektur per Rechner erforderlich. Durch Aufnahme eines Testobjektes mit dem Scanner wurde hierzu die Bildskala in Millimetern geeicht (1 Millimeter entspricht 1,31 Linien).

Das endgültige Compoundbild entsteht durch Überlagerung von vier Teilsummenbildern, die von rechts, links, vorn und hinten aufgenommen wurden. Da der experimentelle Drehpunkt und der Mittelpunkt der Bildmatrix, der sich für eine einfach durchzuführende Drehung per Rechner anbietet, i.a. voneinander verschieden sind, muß das Datenfeld um einen experimentell bestimmten Vektor verschoben werden, so daß der Drehpunkt in der Matrixmitte liegt. Zur Bestimmung des Vektors wird ein drahtförmiges Testobjekt unter gleichen mechanischen Bedingungen im Kreis bewegt und in mehreren Positionen aufgenommen. Die Koordinaten der punktbildkorrigierten Drahtbilder werden an der CT-Diagnosekonsole abgelesen und die Drehpunktkoordinaten graphisch ermittelt. Eine einfache Rechnung ergibt dann den Verschiebvektor.

Um die beim Wechsel der Seiten durchgeführte Objektdrehung rückgängig zu machen, sind vor der Überlagerung der vier Teilsummenbilder zum Compoundbild Bilddrehungen notwendig. Es stand kein Rechenprogramm für eine Bilddrehung zur Verfügung; möglich war jedoch eine Koordinatenvertauschung (Spiegelung) mit dem Rechner und ein rechts-links Seitenvertausch an der CT-Konsole. Durch Kombination dieser beiden Operationen konnten die notwendigen Bilddrehungen um 90, 180 und 270 Grad durchgeführt werden. Daraufhin erfolgte die Addition zum Ergebnisbild.

2.6. MESSUNGEN ZUM KNOCHENFEHLER

Bei der Abbildung von Hirnstrukturen durch den Schädelknochen hindurch treten Bildfehler auf, die durch die Brechung des Schalls verursacht werden.

Im Hinblick auf die spätere klinische Anwendung werden im Anschluß an die Untersuchungen am präparierten Hirn Messungen an einer isolierten Knochenschuppe durchgeführt. Ziel dieser Messungen ist, die Brechung durch Ermittlung des Knochenprofils zu bestimmen. Dies ist die Voraussetzung für die Berücksichtigung der Brechung bei der späteren Bildkorrektur.

Ein Testobjekt, bestehend aus 0,5mm dicken, 10mm voneinander entfernten Kupferdrähten, wird durch eine Temporalschuppe von verschiedenen Schallkopfpositionen mit dem Sector-Scan-System abgebildet. Eine weitere Aufnahmeserie desselben Testobjektes wird ohne Knochen unter sonst gleichen Bedingungen hergestellt. Durch Vergleich beider Serien ergibt sich für jede Schallkopfposition bzw. für die jeweilige Knochenstelle eine durch die Schallbrechung bedingte laterale Versetzung der Schwerpunkte der Drahtechos in der Scanebene. Diese Versetzung kann an der CT-Diagnosekonsole bestimmt werden.

Zu der für jede Position bestimmten Bildverzerrung gehört ein bestimmtes Knochenprofil, das diese Verzerrung verursacht. Bedingt durch das eindimensionale Meßverfahren werden hier natürlich nur diejenigen Ablenkungen des Schallstrahles erfasst, die in der Scanebene liegen. Weiterhin kann einer Versetzung der Schwerpunkte der Drahtbilder auch nur eine "mittlere Dach-schräge" bzw. der Prismenwinkel des Knochenstücks zugeordnet werden. Variationen der Knochendicke längs der Elementanordnung des Transducers, die zu axialen Änderungen der Fokuslage führen, werden hierbei nicht berücksichtigt.

Für die Bestimmung des Knochenprofils werden folgende vereinfachende Annahmen gemacht:

Es wird eine homogene Knochensubstanz angenommen und das Absorptionsgesetz $I = I_0 \cdot e^{-k \cdot D}$ (I =auftreffende, I_0 = durchgehende Schalldruckamplitude, D = Dicke des Knochens, k = Absorptionskoeffizient) muß erfüllt sein. Außerdem wird vorausgesetzt, daß Interferenzeffekte und Änderungen des Schallspektrums durch den

Knochen nicht berücksichtigt werden müssen.

Unter diesen Bedingungen können die Prismenwinkel durch Messung des Absorptionsverlaufes im Knochenabschnitt vor dem Transducer bestimmt werden. Dies ist technisch möglich mit dem Varian-Scanner und einer Zusatzeinrichtung, die es erlaubt, an acht Stellen über dem Transducerquerschnitt die relativen Intensitätswerte hinter dem Knochen zu messen. Dabei wird der Schall benutzt, der von Strukturen im Mittel- und Fernfeld reflektiert wird. Die Signale werden elektronisch so verrechnet, daß ein Meßwert P_{US} nach der Formel

$$P_{US} = \bar{D}_{re} - \bar{D}_{li} = - \frac{1}{4 K} \left[\sum_{k=1}^4 \log(I_k) - \sum_{k=5}^8 \log(I_k) \right]$$

zur Verfügung steht, der proportional zur mittleren Prismenschräge ist. Dieser Wert kann in Echtzeit für alle Fächerlinien zusammen mit dem Bild aufgenommen werden. Näheres hierzu s. die diesbezügliche Referenz (5).

Somit ergibt sich die Möglichkeit, den Zusammenhang zwischen dem Prismenwinkel und der lateralen Bildverzerrung zu untersuchen.

Das Dickenprofil der Knochenschuppe wurde an den Stellen, die mit Ultraschall durchstrahlt wurden, mit einem Schnelltaster mechanisch gemessen. Die Messung erfolgte in Abständen von jeweils 2mm in lateraler Richtung mit anschließender Mittelung über 10mm senkrecht dazu.

3.VERSUCHSERGEBNISSE

3.1, DISKUSSION DER HIRNSONOGRAMME

3.2. ERGEBNISSE DER MESSUNGEN AN DER
ISOLIERTEN KNOCHENSCHUPPE

3.1. DISKUSSION DER HIRNSONOGRAMME

Betrachtet man die unkorrigierten Bilder in ABB.3.1 und ABB.3.2., fällt sowohl beim Einzelbild als auch beim Compound aus 36 Komponenten die starke laterale Verschmierung aller Strukturen auf. Beim Einzelbild ist die Mittellinie schon andeutungsweise erkennbar, desgleichen die Seitenhörner der Ventrikel. Diese Strukturen sind beim unkorrigierten Überlagerungsbild wesentlich besser sichtbar; hier zeichnen sich außerdem schon Fasersysteme ab, und die im Einzelbild nur angedeutete Insel- bzw. Stammganglienregion hebt sich hier deutlicher von der Umgebung ab.

Beim Vergleich dieser unkorrigierten Daten mit den korrigierten in ABB.3.3.-3.6. zeigt sich, daß bei den letzteren die laterale Verwischung weitgehend eliminiert ist. Bereits im Einzelbild (ABB.3.3.) ist die Beschallungsrichtung nicht mehr unmittelbar festzustellen. Die Abbildung ist hierdurch objektgetreuer geworden, auch wenn nach der Korrektur zahlreiche Grauwerte des Originals fehlen, oder besser gesagt, gerade weil Grauwerte fehlen, nämlich die, die durch Abbildungsfehler entstanden sind.

Die Compoundbilder des Normalhirns (ABB.3.4.-3.6.) zeigen, daß die im Einzelbild zu beobachtende Strukturverdünnung mit wachsender Zahl der Komponenten erwartungsgemäß abnimmt und eine Auffüllung mit echten Grauwerten erfolgt.

Beim Vergleich der vier Teilsummenbilder (ABB.3.4.a-d) findet man bestätigt, daß die Strukturen, die etwa senkrecht zur Beschallungsrichtung verlaufen, also ungefähr in Schallkopfrichtung spiegelnd reflektieren, besonders gut dargestellt werden. Somit entsteht bei der Überlagerung der Teilsummenbilder aus den vier Richtungen ein Compoundbild mit im wesentlichen richtungsunabhängiger Strukturwiedergabe (ABB.3.6).

Das aus 36 Komponenten bestehende Compoundbild eines Tumorchirns zeigt, daß auch pathologische Strukturen gut vom umgebenden Hirngewebe abzugrenzen sind (ABB.3.9.).

Die mit dem Computer erstellten Compoundbilder weisen eine Detailschärfe auf, die mit der der photographischen Scans (3) durchaus vergleichbar ist. Die Strukturen sind relativ gut voneinander abzugrenzen. Die Auffüllung mit Bildpunkten und die damit zusammenhängende Grauwertwiedergabe ist jedoch im Vergleich mit den photographischen Scans noch nicht befriedigend.

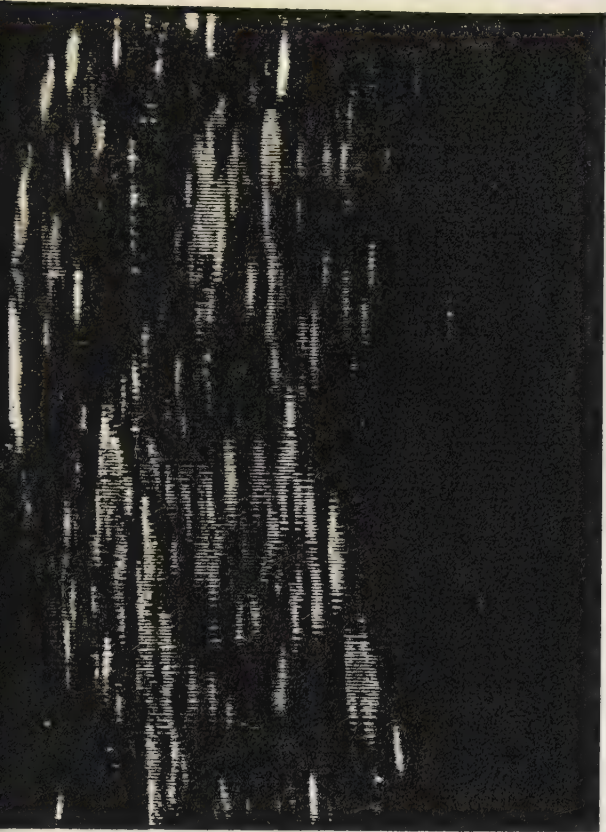


ABB.3.1. Unkorrigiertes Einzel-
bild, unverfälscht



ABB.3.2. Compound aus 36 unkor-
rigierten Komponenten,
Schallkopfposition
links und rechts

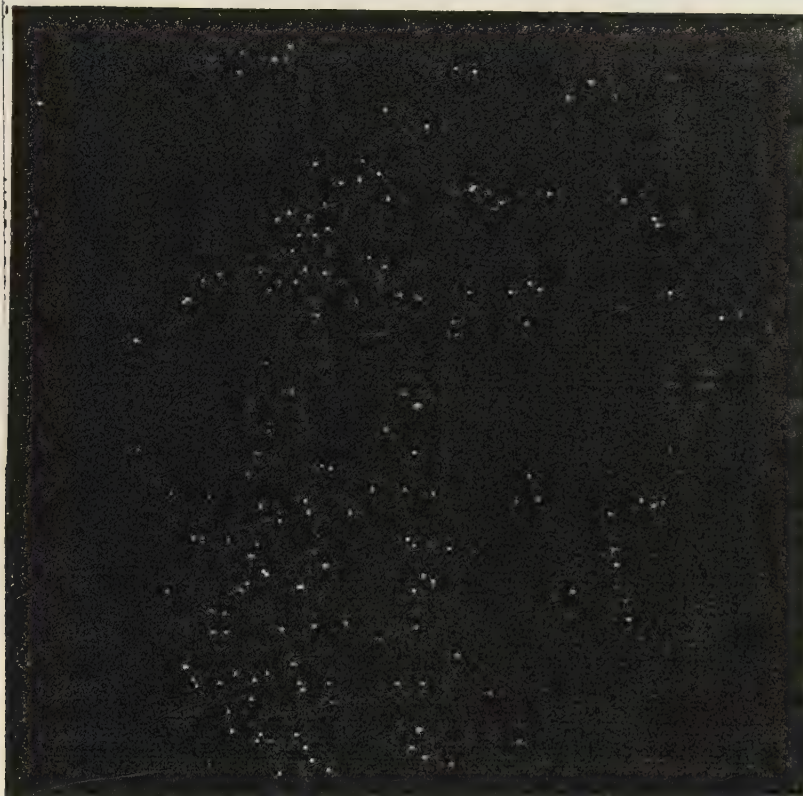


ABB.3.3.Korrigiertes Einzelbild,
Schallkopfposition links,
innerhalb

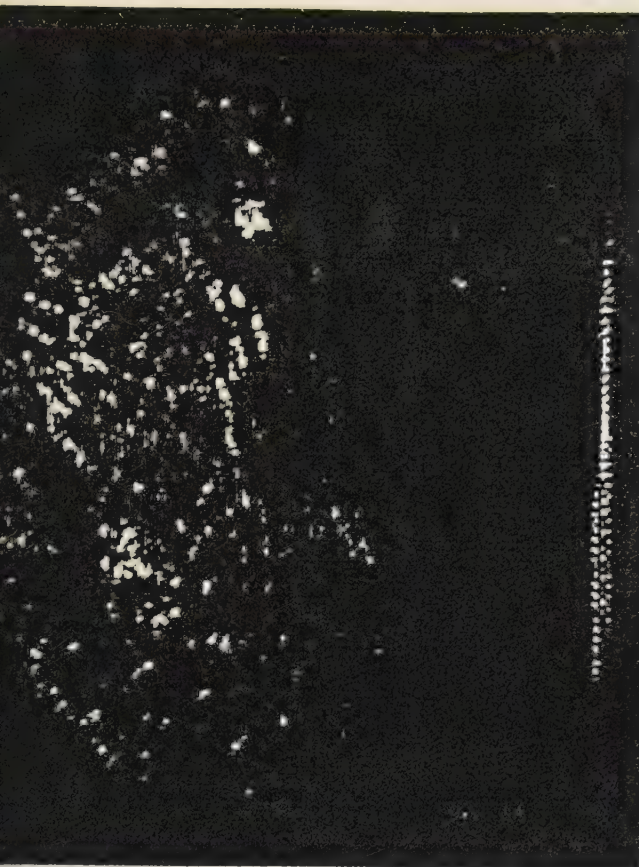


ABB.3.4.a

Teilsummenbild aus 18
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition links



ABB.3.4.b

Teilsummenbild aus 18
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition rechts



ABB.3.4.c

Teilsummenbild aus 18
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition vorne

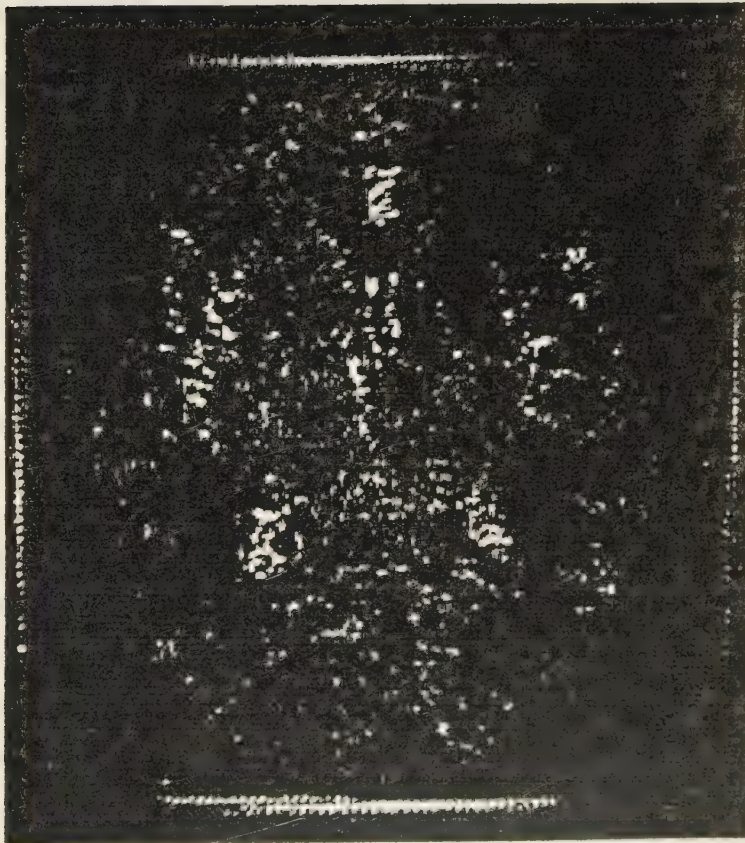
ABB.3.4.d

Teilsummenbild aus 18
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition hinten

ABB.3.5.Compound aus 36
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition links
und rechts



ABB.3.6.Compound aus
72 korrigierten Kompo-
nenten,Schallkopfposition
links,rechts,vorn und hinten



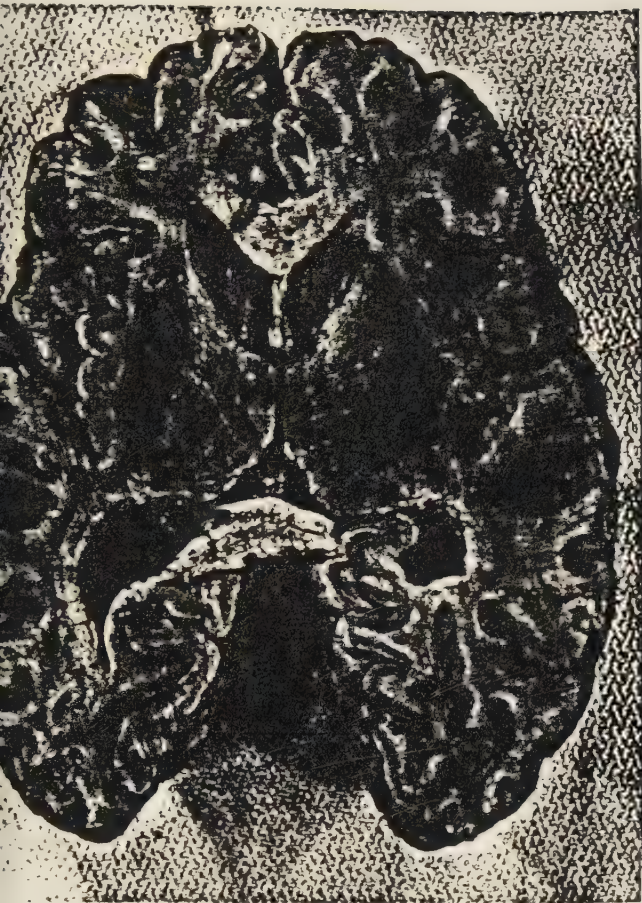


ABB.3.7.
Photographie der Schnitt-
ebene im Präparat

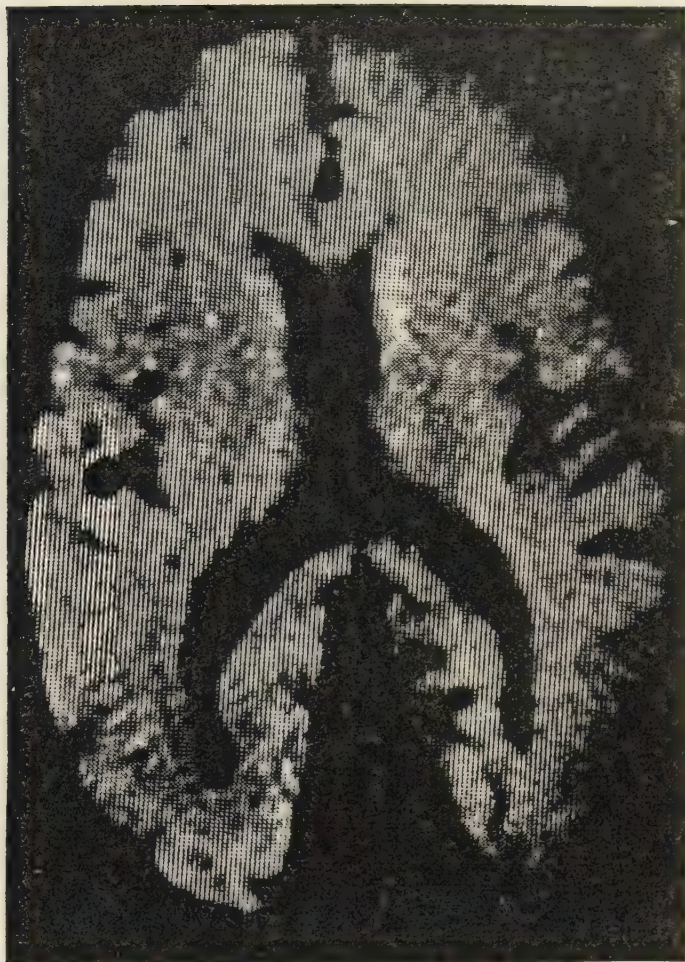


ABB.3.8.
CT der Schnittebene



ABB.3.9.

Tumorhirn, Compound aus 36
korrigierten Komponenten,
Schallkopfposition links und rechts

3.2. ERGEBNISSE DER MESSUNGEN AN DER ISOLIERTEN KNOCHENSCHUPPE

ABB.3.10. zeigt den Dickenverlauf der Knochenschuppe wie er sich für den Bereich, der mit Ultraschall untersucht wurde, aus der mechanischen Messung ergibt. An der dünnsten Stelle findet man einen Wert von 1mm und außen 2-3mm. Durch Differenzierung der Profilkurve ergeben sich die echten Prismenwinkel P_E als Funktion der Schallkopfposition. Es wurde ähnlich wie bei der elektronischen Messung des Knochenprofils mit Ultraschall vorgegangen: Es wurden jeweils sechs aufeinanderfolgende Meßpunkte betrachtet - diese Distanz entspricht der Breite des Schallkopfes - und die Differenz aus dem Mittel der rechten und linken drei Meßwerte bestimmt (gleitende Mittelwerte).

Bei der Analyse der Sector-Scan-Aufnahmen mit Hilfe der CT-Diagnosekonsole ergibt sich eine zunächst nicht erwartete Abhängigkeit der Intensität der Drahtreflexe von der Winkelposition im Fächer. Die über 18 Aufnahmen gemittelte Intensitätskurve zeigt die ABB.3.11. Man findet ein etwa zentral gelegenes, breites Maximum, zwei Minima bei ca. ± 20 Grad und wieder ansteigende Intensität in den Außenbereichen. Dieser Intensitätsverteilung liegen halbquantitative Messungen zugrunde.

Aufgrund dieser Winkelabhängigkeit bietet sich für die weiteren Untersuchungen eine separate Analyse der Daten für den mittleren Bereich einschließlich der Minima und den äußeren Bereich der Kurve an. Die gemessenen Werte für die Bildverzerrung V und die dazugehörigen Größen P_{US} für die Prismenwinkel wurden entsprechend in zwei Gruppen geteilt. Für diese ist in den ABB.3.12 und 3.13. P_{US} als Funktion von V aufgetragen. Für die Seitenbereiche des Fächers (ABB.3.12) wird keine Abhängigkeit der Bildverzerrung vom dazugehörigen, mit Schall gemessenen Knochenprofil erkennbar. Für den Mittelbereich (ABB.3.13) hingegen zeigt sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen V und P_{US} . Für die Punktwolke in ABB.3.13

ist die ausgleichende Gerade eingezeichnet.

Die drei Kurven $P_E(x)$, also das echte Profil, der geometrische Bildfehler $V(x)$ und das mit Ultraschall gemessene Profil $P_{US}(x)$ zeigen für den mittleren Fächerbereich den gleichen Verlauf (ABB.3.14): Sie steigen im wesentlichen monoton an, wobei an der dünnsten Stelle der Schuppe die Werte etwa Null werden. Für kleine Fächerwinkel wird hierdurch zum einen bestätigt, daß die Ablenkung des Ultraschallstrahles durch die prismatische Wirkung des Knochens entsprechend dem einfachen, eindimensionalen schalloptischen Modell stattfindet. Zum anderen wird gezeigt, daß man im Falle eines unbekannten Knochenstückes mit Hilfe einer Dickenmessung durch Ultraschall wie oben beschrieben das echte Profil und die Bildverzerrung abschätzen kann.

Nach Verbesserung des Modells und Erhöhung der Genauigkeit würde sich an eine solche Abschätzung in Zukunft die entsprechende geometrische Entzerrung des Bildes als Korrekturmaßnahme anschließen. Eine andere Möglichkeit der Korrektur bestände darin, daß man aufgrund der Schätzwerte die Phasen der gesendeten und empfangenen Schallwellen elektronisch korrigiert, so daß die Verzerrung von vornherein vermieden wird.

Für die größeren Winkel im Fächer wäre im Rahmen der hier vorliegenden Genauigkeit keine Korrektur notwendig. Dieses unterschiedliche Verhalten bei großen und kleinen Durchschallungswinkeln ist dadurch zu erklären, daß oberhalb eines bestimmten Grenzwinkels im Knochen nur Wellen im transversalen Schwingungsmodus auftreten, deren Schallgeschwindigkeit kleiner und mit der des Wassers vergleichbar wird, so daß die prismatische Ablenkung verschwindet.

Benutzt man die Gesetzmäßigkeit, daß die Geschwindigkeit der Longitudinalwellen grob etwa doppelt so groß ist wie die der Transversalwellen (7), so erhält man aus der Tatsache, daß für die Seitenbereiche des Fächers die Strahlablenkung verschwindet, die richtige Größenordnung für die Longitudinalwellengeschwindigkeit im Knochen $v_L \approx 2v_T \approx 2v_{H_2O} = 3,0 \cdot 10^3 \text{ m/s}$.

Eine andere Möglichkeit der Bestimmung² von v_L ist es,

die Steigung der ausgleichenden Gerade aus der ABB.3.15 zu bestimmen, in der die Verzerrung V in Abhängigkeit von P_E dargestellt ist. Sie ergibt sich nach Umwandlung in gleiche Einheiten zu

$$\frac{V}{P_E} = \frac{n'}{n} = 1 + \frac{v}{P_E},$$

wobei v die Schallgeschwindigkeit in Wasser, v' die Schallgeschwindigkeit im Knochen und n bzw. n' die jeweiligen Brechungsindices bedeuten.

Setzen wir $v = v_{H_2O}$ mit 1485 m/s (bei 20°C) an, ergibt sich für den Knochen eine Longitudinalwellengeschwindigkeit von $2,2 \cdot 10^3$ m/s. Dieser Wert ist offensichtlich etwas zu klein verglichen mit dem obigen Schätzwert oder den Literaturangaben (z.B. Fry et al. : $2,9 \cdot 10^3$ m/s) für die Compacta des Knochens.

Ein möglicher Grund hierfür ist, daß die Verzerrungswinkel systematisch zu klein gemessen wurden, weil die Punktbildfunktionen wegen der Intensitätsabhängigkeit vom Winkel im Fächer asymmetrisch werden.

Wie weit die letzten Überlegungen auch für Untersuchungen am Patientenschädel anwendbar sind, kann noch nicht beantwortet werden. Es ist jedenfalls nicht klar, warum der Transversalwelleneffekt am intakten Schädelknochen in dieser Form nicht so deutlich auftritt. Daß Transversalwellen beim Schalldurchgang durch den Knochen zur Erklärung der Erscheinungen mit herangezogen werden müssen, wurde schon früher vermutet (10,11).

Die noch zu große Streuung der Meßwerte bei den nicht mechanisch gemessenen Größen und weitere vermutete systematische Fehler müssen in Zukunft noch reduziert werden, um diese Methode zuverlässiger zu machen.

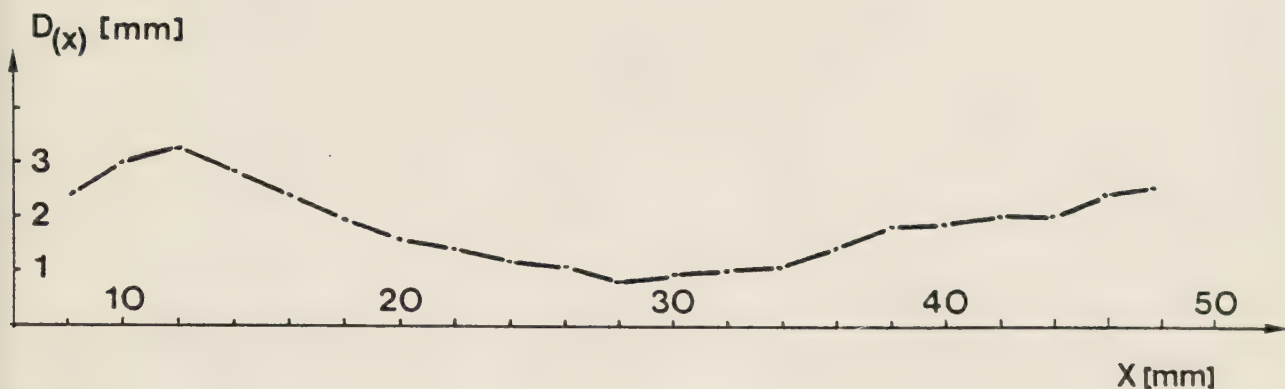


ABB.3.10. $D(x)$, mechanisch gemessenes Knochenprofil

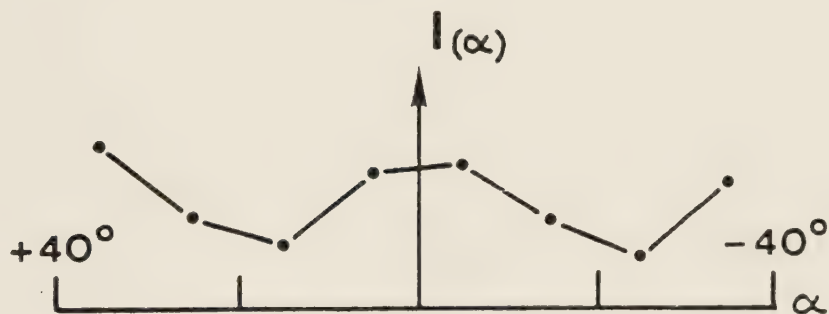


ABB.3.11. Intensität I in Abhängigkeit vom Winkel im Fächer (I in willkürl. Einheiten).

nächste Seite:

ABB.3.12. und ABB.3.13. : $P_{US}(V)$, der mit Ultraschall gemessene Prismenwinkel in Abhängigkeit von der Bildverzerrung V für den Seitenbereich (ABB.3.12.) und für den Mittelbereich (ABB.3.13.) des Fächers; P_{US} als spannungsproportionale Meßgröße, V in Arbeitseinheiten = 5° .

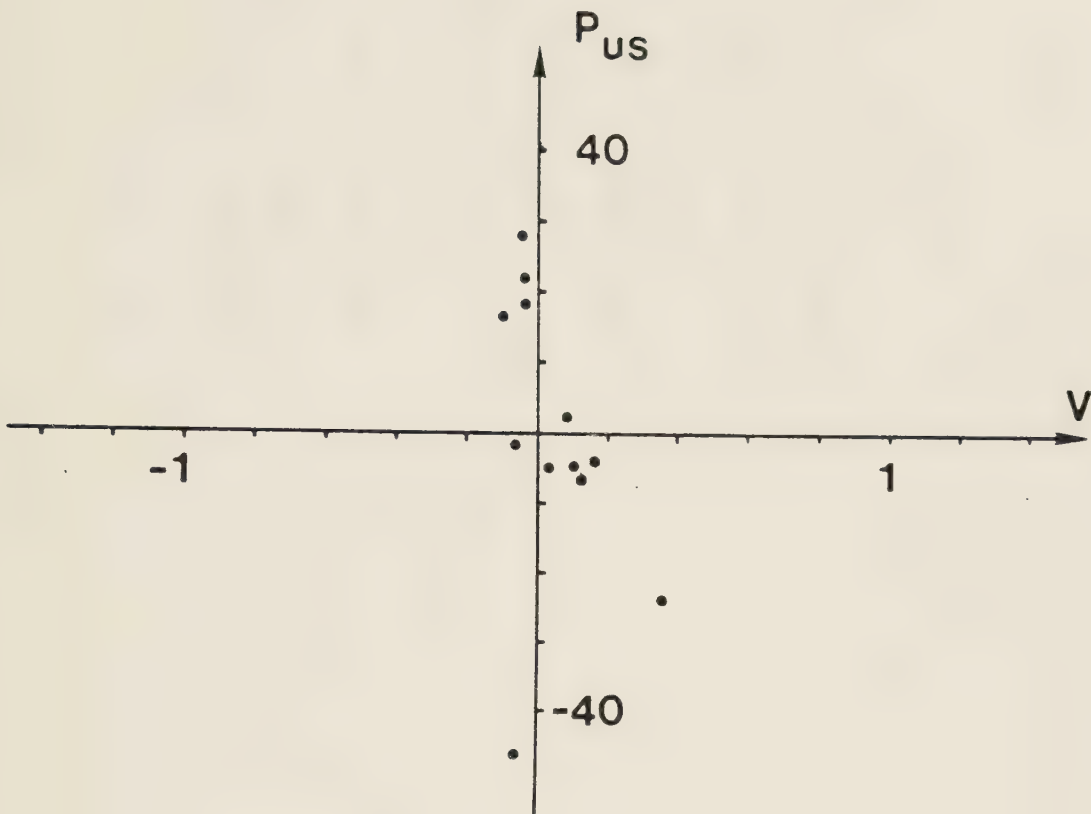


ABB.3.12.

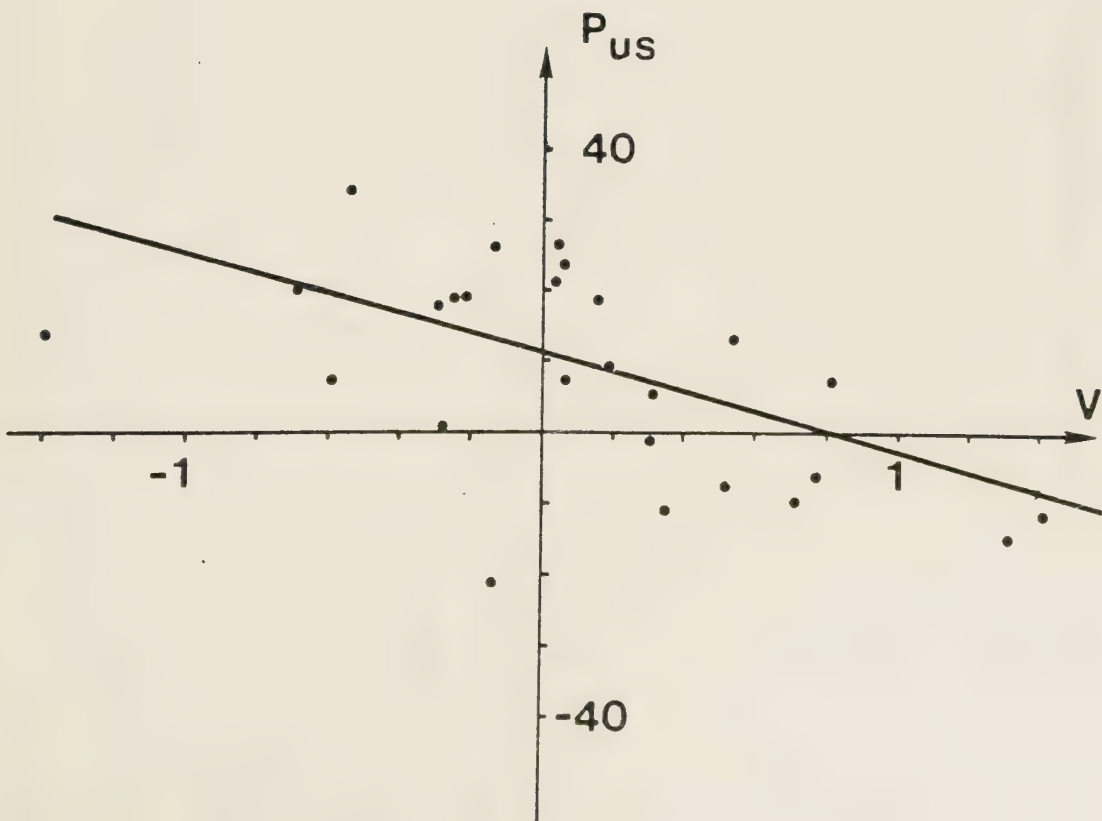


ABB.3.13

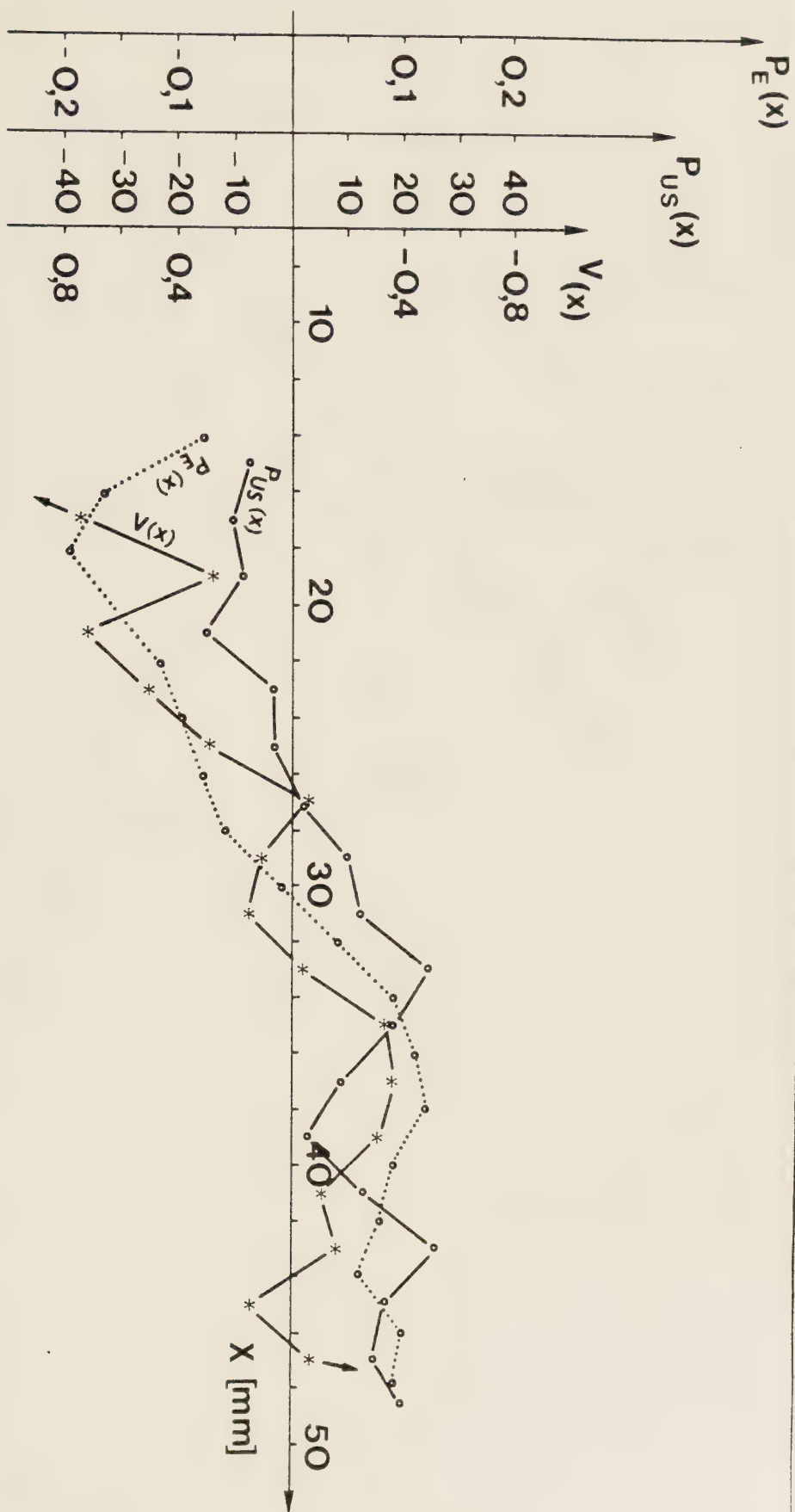


ABB.3.14. $V(x)$, $P_{US}(x)$ und $P_E(x)$ für den Mittelbereich des Fächers;
 P_E in Bogenmaß.

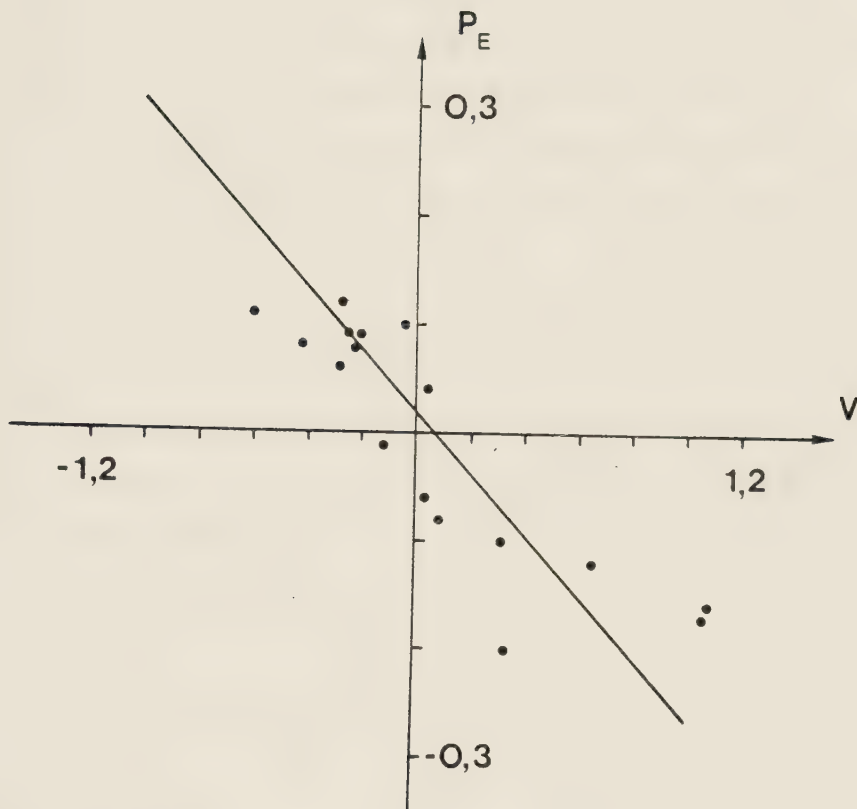


ABB.3.15. $P_E(V)$ für den Mittelbereich des Fächers

4. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Die hier vorliegenden Hirnsonogramme zeigen die sonographische Abbildbarkeit von Hirnstrukturen sowie die deutliche Überlegenheit der hier verwendeten rechnerunterstützten Compoundtechnik und erlauben einen Vergleich mit den bisher etablierten sonographischen Methoden.

Der Vorteil der B-Scan-Technik gegenüber der ältesten Methode der Echoenzephalographie, dem A-Scan, der als eindimensionales Verfahren kaum mehr als die Lage des Mittelechos und der Seitenventrikel als Information bietet, besteht darin, das morphologische Substrat selbst zweidimensional abzubilden; neben diesem Vorteil, den auch frühere B-Scan-Verfahren wie z.B. der lineare oder der circuläre B-Scan haben, bietet die Compoundtechnik eine weitere wesentliche Steigerung des Informationsgehaltes der Sonogramme: Durch Bildüberlagerung von Aufnahmen aus verschiedenen Positionen werden die Objektstrukturen immer vollständiger und genauer wiedergegeben.

Compound-Aufnahmen dieser Art von Leichenhirnen können als Maßstab für die Qualität von Ultraschalltechniken dienen, die im Zusammenhang mit intrakranieller Sonographie diskutiert werden. Misst man die Leistungsfähigkeit der in dieser Arbeit erprobten Methode an den Ergebnissen des photographischen Compoundverfahrens (3), muß eingeräumt werden, daß die Qualität dieser Compoundbilder bei weitem nicht erreicht wird.

Für diese unbefriedigende Situation sind verschiedene Gründe maßgeblich:

Ein wesentlicher Faktor ist die Anzahl der überlagerten Einzelkomponenten; grundsätzlich kann gesagt werden, daß die Qualität der Sonogramme von der Anzahl der Einzelkomponenten abhängig ist und mit zunehmender Zahl immer

besser werden wird. Auf diese beim photographischen Compoundverfahren eingesetzte und auch bei der rechnerunterstützten Überlagerung am freien Leichenhirn durchaus mögliche Technik des vollständigen Compounds wurde hier allerdings angesichts der späteren in vivo - Verhältnisse absichtlich verzichtet; in der experimentellen Testphase sollte die spätere klinische Anwendung möglichst weitgehend simuliert werden. Am Patienten wäre ein vollständiger Compound nicht realisierbar, da nur die beiden Temporal-schuppen als akustische Fenster zur Verfügung stehen.

Technische Gründe sind (a) die im Vergleich zu dem beim photographischen Compound verwendeten Scanner schlechtere Dynamik, Grauwertwiedergabe und Fokussierung des hier verwendeten, in erster Linie für die kardiologische Diagnostik konzipierten Grundgerätes.

Weiterhin geht (b) die Leistungsfähigkeit der hier vorgegebenen Bildprogramme (5,6) mit in die Bildqualität ein. Es ist zu berücksichtigen, daß die verwendeten Programme zur Korrektur hauptsächlich des lateralen Fehlers bisher nur am Fadenobjekt optimiert worden sind. Hierbei handelt es sich um ein zu einfaches Objekt, das sehr kontrastreich ist und nur getrennte Punktbildfiguren liefert; es weist in der dargestellten Ebene keine Ausdehnung auf.

Die beiden zuletzt genannten Mängel der Hardware (a) und Software (b) können im Gegensatz zu den methodischen Einschränkungen durch technische Verbesserungen und Optimierung der Programme reduziert werden. Bei der Konstruktion eines speziell für die intrakranielle Diagnostik vorgesehenen Scanners sind die oben angesprochenen Faktoren zu berücksichtigen. Die Programme sollte man in Zukunft an einem geeigneteren, d.h. dem Meßobjekt ähnlicheren Testobjekt mit Grauwertabstufungen optimieren, um die Effektivität der Einzelbildkorrektur zu verbessern.

Eine effektivere Einzelbildkorrektur ergäbe sich beispielsweise durch separate Behandlung der schwachen Echos. Diese werden mehr durch Rauschen beeinträchtigt als die starken Echos und erfordern daher auch eine stärkere Glättung etwa

wieder in Form der auch hier gewählten gleitenden Mittelwertbildung. Die Korrektur der Punktbilder bis zum Schwerpunkt selbst (Peak-Detection) wie sie hier durchgeführt wurde wird bei den weniger häufigen starken Echos mehr zu empfehlen sein, da diese am wenigsten durch Rauschen und Überlappung gestört sind und der Schwerpunkt daher entsprechend gut dem wahren Ort des Reflektors entspricht. Bei den schwächeren Echos sollte die Möglichkeit genutzt werden, die Reduktion vor der Peak-Bestimmung abubrechen, so daß kleine Flächenelemente stehen bleiben. Dies ist besonders dann wichtig, wenn die Auffüllung mit Bildpunkten wegen einer zu geringen Zahl von Compoundkomponenten zu schlecht ist. Es muß beachtet werden, daß e i n e Dimension der Ausdehnung der Punktbilder durch das hier angewandte Korrekturverfahren nicht berücksichtigt werden kann: Der Bildfehler senkrecht zur Fächerebene wird nicht korrigiert. Er äußert sich durch eine Verwischung der Strukturen in dieser Richtung etwa in Größe des ursprünglichen lateralen Fehlers (ca.5-6mm).

Ein weiterer limitierender Faktor im Hinblick auf die klinische Erprobung der Methode ist der Einfluß des Schädelknochens. Die durchgeführten Untersuchungen haben gezeigt, daß der Knochenfehler durch vergleichende simultane Schalldruckmessungen am Knochen erfaßbar ist. Auch wenn es sich nur um eine indirekte Meßmethode handelt, - weil die Brechung in vivo direkt wohl kaum bestimmbar ist -, ist hiermit die Grundvoraussetzung für die rechnerunterstützte Korrektur des Knochenfehlers erfüllt.

Beim klinischen Einsatz dieser Methode stellt die z.Zt. noch zu lange Untersuchungsdauer eine weitere Limitierung dar. Die Bildüberlagerung selbst beansprucht zu viel Zeit; außerdem sind die verwendeten Korrekturprogramme für eine schnelle Bildverarbeitung ungeeignet (Fortran). Der Echtzeitcompound ist also hier nicht realisierbar. Auch langfristig muß die diesbezügliche Prognose eher zurückhaltend

beurteilt werden. Allgemein kann man sagen, daß die bei der Bildgewinnung notwendige Zeit prinzipiell wegen der gegebenen Schalllaufzeit im Organ nicht verkürzbar ist. Durch technologische Fortschritte wäre dagegen bei der Bildkorrektur eine Zeitverkürzung möglich. Als grober Richtwert für die mit dem Sector-Scanner und einem idealen Rechner erforderliche Zeit können einige Sekunden nicht unterschritten werden. Beschränkt man sich allerdings auf Sektoren, die kleiner als 80 Grad sind, werden Zeiten von ca. 1 sec. realisierbar sein, was allerdings noch nicht zur zeitlichen Auflösung einer Pulsationskurve ausreichen würd

In diesem Zusammenhang sei auf Untersuchungen mit der Bildprozessortechnik hingewiesen, die in dieser Beziehung wesentlich bessere Ergebnisse liefert, allerdings mit dem Nachteil schlechterer Bildqualität. Bemühungen, die Bilderzeugung zu beschleunigen, haben zu einer schnelleren Version des computerisierten Sector-Scan-Systems geführt (5,6), deren Anwendbarkeit am Patienten in einer Nachfolgearbeit diskutiert wird (12).

5. ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen des Forschungsvorhabens "Entwicklung eines computerisierten Sector-Scan-Systems zur intrakraniellen Diagnostik" wurde anhand von Ultraschallabbildungen des präparierten Hirns ein computerisiertes Sector-Scan-System getestet.

Dieses System enthielt außer dem als Grundgerät verwendeten Ultrasonographen V 3000 von VARIAN einen Prozessrechner PDP 11/34 von DIGITAL EQUIPMENT für die Bildverarbeitung und die Diagnosekonsole eines Computertomographen ND 8000 von CGR für die Ergebnisdarstellung.

Im Vordergrund der hier durchgeführten Untersuchungen standen die Erprobung der Compound-Technik, die Korrektur des lateralen Fehlers und Messungen zum Einfluß des Schädelknochens.

Die prinzipielle Leistungsfähigkeit der Compound-Technik bei der Abbildung normaler und pathologischer Hirnstrukturen mit Ultraschall wurde mit einem für die zukünftige Anwendung am Schädel nicht direkt geeigneten, photographischen Überlagerungsverfahren schon gezeigt (3). Es wird in der vorliegenden Arbeit untersucht, wie weit es möglich ist, die gute Bildqualität, die das photographische Verfahren lieferte durch Anwendung der Compound-Technik auch mit dem digitalisierten System zu erreichen.

Im Vergleich von Einzel- und Überlagerungsscans formalinfixierter Leichenhirne einerseits sowie der unkorrigierten und korrigierten Daten andererseits konnten die Vorteile der Compound-Technik und der Bildkorrektur deutlich herausgestellt werden. Die Kombination dieser beiden Maßnahmen führte zu brauchbaren Hirnschnittbildern, deren Qualität im Vergleich zu normalen Sectorbildern des Grundgerätes wesentlich besser war.

Die Verbesserungen gegenüber dem einfachen Sector-Scan sind zwar erheblich; dennoch kann das System in dieser Form noch nicht für den klinischen Einsatz empfohlen werden. Zunächst sollte versucht werden, die schon erwähnten Mängel von Seiten des Grundgerätes und der Korrekturprogramme zu beheben. Auch die viel zu langsame Bildauswertung ist ein limitierender Faktor.

Mit der hier erprobten Methode sind gute Hirnsonogramme in vitro herzustellen. Besonders gut sind Grenzflächen abbildbar. Aber auch diffuse Strukturen wie z.B. ein Tumor kommen zur Darstellung.

Aufgrund der hier erzielten Ergebnisse läßt sich voraussagen, daß bei mehr als 72 Einzelscans die Qualität der Compoundbilder noch besser sein wird. Das Verfahren sollte so konzipiert werden, daß die Datenaufnahme möglichst schnell durchgeführt werden kann und daß der Patient bei der anschließenden Bildverarbeitung nicht präsent sein muß. Die hier benötigte Untersuchungsdauer wäre einem Patienten nicht zumutbar.

Grundsätzlich ist zu sagen, daß ein Echtzeitcompound mit Einzelbildkorrektur mit dem verfügbaren System aus Gründen der Ultraschalllaufzeit und des Bildaufbaus nicht realisierbar ist. Die Wiedergabe der Rohdaten in Echtzeit (mehr als etwa 10 Bilder pro Sekunde) ist allenfalls für einen sehr kleinen Bildfeldausschnitt denkbar. Zur Zeit werden in der Klinik Untersuchungen mit der Bildprozessortechnik durchgeführt, die eine wesentlich schnellere Verarbeitung der Daten und eine Compound-Überlagerung innerhalb von Minuten ermöglicht (5,6,12).

Bei der technischen Weiterentwicklung wird die Berücksichtigung des Knochens eine wichtige Rolle spielen. Durch eine Meßserie an einer isolierten Knochenschuppe wurden Anhaltspunkte für die Größe des bei Anwendung des Systems am

Patientenschädel zu erwartenden Brechungsfehlers gewonnen. Hierbei wurde eine elektronische Meßeinrichtung erprobt, die zur angenäherten Bestimmung des Knochenprofils aus der Ultraschallabschwächung entwickelt wurde (5). Bei der untersuchten Knochenprobe wurde aufgrund des Auftretens von Longitudinalwellen für Durchschallungswinkel, die größer als etwa 20 Grad sind, Bedingungen gefunden, unter denen praktisch keine Bildverzerrung auftritt, so daß nur Durchschallungswinkel, die kleiner sind, betrachtet werden mußten. Die ermittelte Bildverzerrung korreliert hierfür in der erwarteten Weise mit dem gemessenen Profil, obwohl ein relativ einfaches Modell vorausgesetzt wird und die Variation senkrecht zur Scanebene vernachlässigt wird.

Die Abschätzung der Schallgeschwindigkeit führt auf die richtige Größenordnung.

Die Schallablenkung ist also näherungsweise indirekt meßbar und somit im Prinzip korrigierbar. Als erster Schritt in dieser Entwicklung sollte wie hier bei jedem Scan gleichzeitig der Prismenwinkel mit Ultraschall bestimmt werden. Dann könnte die Bildverzerrung z.B. per Rechner in Näherung korrigiert werden.

Insgesamt ist diese Arbeit ein Beitrag zur klinischen Testphase des o.a. Forschungsvorhabens, durch das die Meßbedingungen und die Aufnahmetechnik für einen zukünftigen, in der neurologischen Diagnostik einzusetzenden Ultraschallscanner definiert werden sollen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. De Vlieger, M.: B-Scan echoencephalography in hydrocephalus; in De Vlieger et al., Handbook of clinical ultrasound, pp. 779-784 (Wiley, New York 1978)
2. Kazner, E., Grumme, T.: B-Scan echoencephalography in brain tumors; in De Vlieger et al., Handbook of clinical ultrasound, pp. 773-778 (Wiley, New York 1978)
3. Einighammer, H.J., Freund, H.-J.: Ultrasonic Compound Scans from Brain Specimens; in Diagnostic Imaging Vol. 52, pp. 42-46, 1983
4. Freund, H.-J., Somer, J.C., Kendel, K.H., Voigt, K.: Electronic sector scanning in the diagnosis of cerebrovascular disease and space-occupying processes; in Neurology, Vol. 23, pp. 1147-1159, 1973
5. Einighammer, H.J., Freund, H.-J., Hennerici, M., Rohde, N.: Entwicklung eines computerisierten Sector-Scan-Systems zur intrakraniellen Diagnostik (BMFT-Bericht No. 01VI018-ZA/NT/MT224a, Düsseldorfer Gruppe) 1981
6. Hauke, R., Demuth, D., Lutz, F.: Computerisiertes Ultraschall-Sector-Scan-System zur intrakraniellen Diagnostik (BMFT-Bericht No. 01VI018-ZA/NT/MT224a, Essener Gruppe), in Vorbereitung
7. Krautkrämer, J., Krautkrämer, H.: Werkstoffprüfung mit Ultraschall, S. 16, 4. Auflage, Springer 1980
8. Jenkins, A., White, E.: Fundamentals of Optics, 3. Auflage, McGraw-Hill Book Company, Inc. 1957
9. Fry, F.J. et al.: Acoustical properties of the human skull; in J. Acoust. Soc. Am., Vol. 63, No. 5, pp. 1576-1590, 1978
10. Wells, P.N.T.: Ultraschall in der medizinischen Diagnostik; Walter de Gruyter, Berlin, New York 1980
11. White, D.N., Curry, G.R., Stevenson, R.J.: The acoustic characteristics of the skull; in Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 4, pp. 225-252, 1978
12. Spitzner, N.: Klinische Erprobung eines rechnerunterstützten Ultraschall-Sector-Scanners am Erwachsenenschädel; in Vorbereitung befindliche Dissertation aus der Neurologischen Klinik der Medizinischen Einrichtungen der Universität Düsseldorf, Direktor Prof. Dr. med. H.-J. Freund

Danksagung

Ich danke Herrn Prof.Freund für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie für die Erstellung des Referates. Herrn Prof.Armdt, Abteilung Experimentelle Anästhesiologie, danke ich für die Erstellung des Koreferates.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr.rer.mat. Einighammer, Abteilung Experimenteller Ultraschall der Neurologischen Klinik, der mir mit menschlichem und fachlichem Ratschlag stets eine große Hilfe war.

Schließlich bedanke ich mich bei Herrn Prof.Wechsler, Direktor des Neuropathologischen Institutes, für die leihweise Überlassung der Präparate.

VOLKER ENGELMANN

LEBENS LAUF

Ich wurde am 7. August 1956 als Sohn des Wirtschaftsprüfers Hans-Joachim Engelmann und seiner Ehefrau Eva Engelmann, geb. Quandt, in Düsseldorf geboren.

Von 1963-1966 besuchte ich die Grundschule in Düsseldorf-Urdenbach, daran anschließend das Humboldt-Gymnasium in Düsseldorf. Im Juni 1975 bestand ich das Abitur.

Zum Sommersemester 1976 begann ich das Studium der Medizin an der Universität Köln, zum Wintersemester 1976/77 wechselte ich an die Universität Düsseldorf. Ärztliche Vorprüfung im Frühjahr 1978 in Düsseldorf.

Im Herbst 1979 begann ich meine Dissertation an der Neurologischen Klinik der Universität Düsseldorf.

Im November 1982 bestand ich nach erneutem Wechsel an die Universität Köln dort die Ärztliche Prüfung und erhielt im gleichen Monat die Approbation als Arzt.

Seit Dezember 1982 leiste ich meinen Wehrdienst als Stabsarzt bei der Bundesmarine in Nordholz ab.

Düsseldorf, im September 1983

Volker Engelmann

